

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-110400

(43)Date of publication of application : 12.04.2002

(51)Int.CL

H05H 7/04
H05H 13/00
H05H 13/04

(21)Application number : 2000-301078

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY CORP
NATL INST OF RADIOLOGICAL SCIENCES

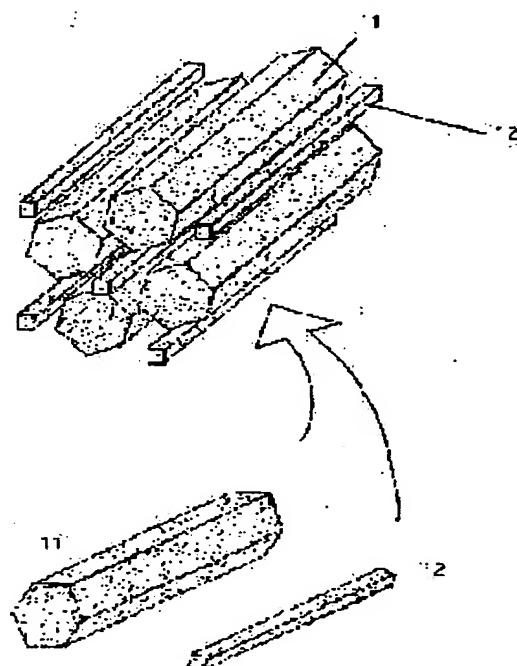
(22)Date of filing : 29.09.2000

(72)Inventor : KUMADA MASAYUKI

(54) CHARGED PARTICLE ACCELERATING MAGNET USING PERMANENT MAGNET AND HIGH MAGNETIC FIELD CIRCULAR CHARGED PARTICLE ACCELERATOR.**(57)Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a circular charged particle accelerator that is compact and light weight such that the whole device can be installed in an existing building of the medical institution or the like without requiring a big power and an additional facility.

SOLUTION: The charged particle accelerator magnet that is used as a main magnet of a circular charge particle accelerator (deflection magnet, focusing and divergent magnet, or combination of these), is formed by combining plural pieces and plural kinds of a bar shape rare earth permanent magnet having a section of any shape.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination] 18.08.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-110400

(P2002-110400A)

(43) 公開日 平成14年4月12日 (2002.4.12)

(51) Int.Cl.⁷
H 0 5 H 7/04
13/00
13/04

識別記号

F I
H 0 5 H 7/04
13/00
13/04

テ-ミ-ト^{*} (参考)
2 G 0 8 5
E

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-301078(P2000-301078)

(22) 出願日 平成12年9月29日 (2000.9.29)

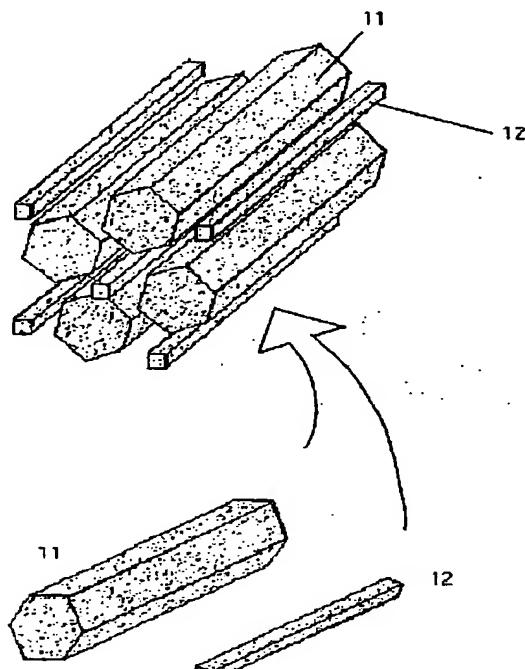
(71) 出願人 396020800
科学技術振興事業団
埼玉県川口市本町4丁目1番8号
(71) 出願人 301032942
独立行政法人放射線医学総合研究所
千葉県千葉市稻毛区穴川4-9-1
(72) 発明者 熊田 雅之
茨城県つくば市春日3丁目15-13
(74) 代理人 100093230
弁理士 西澤 利夫
F ターム(参考) 2G085 AA11 AA13 BA09 BA15 BC01
EA07

(54) 【発明の名称】 永久磁石を用いた荷電粒子加速用磁石と高磁場円形荷電粒子加速器

(57) 【要約】

【課題】 大きな電力や付加設備を必要とせず、装置全体が既存の医療機関等の建造物に設置可能である程度に小型かつ軽量である円形荷電粒子加速器を提供する。

【解決手段】 円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、任意の形状の断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数種類かつ複数個組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石を採用する。



BEST AVAILABLE COPY

【特許請求の範囲】

【請求項1】 円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、任意の形状の断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数種類かつ複数個組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石。

【請求項2】 円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、複数種類の多角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数個組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石。

【請求項3】 円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、台形または扇形断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数種類かつ複数個用い、これらの希土類永久磁石を荷電粒子輸送ダクトに直角の径方向に多層構造を構成するように組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石。

【請求項4】 希土類永久磁石が残留磁束密度の大きいサマリウム系またはネオジウム系等の希土類永久磁石であることを特徴とする請求項1ないし3のいずれかの荷電粒子加速器用磁石。

【請求項5】 請求項1ないし4のいずれかの荷電粒子加速器用磁石を備えることを特徴とする高磁場円形荷電粒子加速器。

【請求項6】 荷電粒子輸送ダクトの主軸方向に螺旋状に旋回するよう形成された請求項1ないし4のいずれかの荷電粒子加速器用磁石を備えることを特徴とするFFAGシンクロトロン。

【請求項7】 請求項5の円形荷電粒子加速器または請求項6のFFAGシンクロトロンを備えることを特徴とする医療用粒子線照射装置。

【請求項8】 請求項5の円形荷電粒子加速器または請求項6のFFAGシンクロトロンを備えた医療用粒子線照射装置であって、粒子線照射対象である患者の周囲を医療用粒子線照射装置全体が回転するための回転機構を備えていることを特徴とする医療用粒子線照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この出願の発明は、永久磁石を用いた荷電粒子加速用磁石と高磁場円形荷電粒子加速器に関するものである。さらに詳しくは、荷電粒子を偏向および収束・発散するための磁場を永久磁石により形成し、荷電粒子粒子の加速を可能とするシンクロトロン、サイクロトロン、貯蔵リング（ストレージリング）などの円形荷電粒子加速器に関するものである。

【0002】

【従来の技術とその課題】これまで、シンクロトロン、

サイクロトロン、貯蔵リング（ストレージリング）などの円形荷電粒子加速器の研究開発においては、荷電粒子のエネルギーまたは粒子数を増加することに力点が置かれてきた。特に、衝突型加速器については、粒子の衝突頻度（ルミノシティ）を増加することに努力がなされてきた。

【0003】これらの実現には、荷電粒子の加速エネルギーを増加させるために、加速器のサイズを大きくし、かつ、荷電粒子を偏向および収束・発散させるための磁石の持つ磁場強度を高める必要がある。磁場強度を高めるために超伝導磁石技術の導入がなされたが、高エネルギー物理学や原子核物理学などの分野において要求されるレベルにまでは到底及ばず、加速器のサイズばかりが肥大化することとなり、ついには、周長が数十キロメートルにも及ぶ巨大な加速器が開発されるにまでいたった。

【0004】アメリカ合衆国においては、円形衝突型加速器であるハドロンコランダーのSSC (Superconducting Super Collider)は、計画実施半ばでその規模の大きさと予算の増加に対する反省が、エネルギー省によりなされ、建設中止となった。現在、アメリカ合衆国では、衝突型線形加速器であるリニアコライダーおよび円形レプトン衝突型加速器であるミューオンコライダーが開発計画にある主要な加速器として挙げられ、SSCを超えるVLHC (Very Large Hadron Collider) の検討がなされているものの、これまでのような加速器の肥大化には一種の歯止めがかかりつつあるのが現状といえる。

【0005】また、ヨーロッパ諸国では、最後のハドロンコライダーと考えられる超伝導電磁石を利用した円形加速器LHC (Large Hadron Collider) の建設が進められている。レプトン衝突型加速器としては、アメリカ合衆国と同様、ミューオンコライダーの開発が検討されている。

【0006】以上の加速器を用いて荷電粒子の加速エネルギーを増加させるための主要な課題として、円形のハドロンコライダーにおいては超伝導電磁石技術について、また、線形のリニアコライダーにおいては超伝導空洞技術について、それぞれ多くの検討がなされてきた。また、ミューオンコライダーにおいては、ミューオンの寿命が短いことから、高速応答が可能な高磁場電磁石について検討がなされている (G. Johnstone et al., "Fixed field circular accelerator designs", Proceedings of the 1999 Particle accelerator conference, p. 3067-3070)。

【0007】一方、日本では、エネルギー的には中規模であるがビーム強度が大きいハドロンの加速器の開発が計画されている。この加速器の最大エネルギーは50GeV程度であり、従来のように鉄をベースとした電磁石が用いられる予定である。また、理化学研究所においては、RIビーム工場 (Radioactively Induced Beam Fact

ory) 計画が進行している。このR I ビーム工場においては、低エネルギー部を構成するサイクロトロンには超伝導電磁石が、また、高エネルギー加速部には鉄芯による電磁石が、それぞれ用いられる予定である。

【0008】以上は、わが国も含めた各国の荷電粒子加速器に関する研究開発の動向を示すものであるが、今後の荷電粒子加速器の性能向上およびダウンサイジングをはかる上で、荷電粒子を偏向および収束するための電磁石が持つ磁界強度の向上が、極めて重要であることがわかる。

【0009】特にわが国においては、次世代の新型加速器開発の主な目標が、「小型化」に特化されつつあるのが現状であり、科学技術庁政策研究所は、加速器専門家と加速器ユーザーに対するアンケート調査の結果、

1) よそ縦5m×横5m×高さ3mの区域内に収納可能であること

2) 全質量よそ10トン

3) ビームエネルギーは、電子ビーム1GeV以上、陽子または重イオンビーム200MeV/u（核子当たりのエネルギー）以上、放射光子ビームで30～100KeV以上

を次世代小型加速器の主要仕様目標として掲げている。

【0010】近年、シンクロトロンやサイクロトロンによる荷電粒子ビームは、癌治療など医療分野において有用であることが実証されていることから、荷電粒子加速器の医療応用を進める上で、荷電粒子加速器の小型化は、重要な課題といえよう。高度な治療を実現するためには、患部に対して様々な角度から荷電粒子ビーム照射を行うことが求められており、その対策のひとつとして、回転ガントリーが公知である。回転ガントリーとは、荷電粒子ビームの偏向および収束・発散系を構成する大型電磁石システムを含む機械式回転機構を備えた大型装置であり、その総重量は約150トン前後である。特に重イオン粒子照射を実現する場合には、シンクロトロンやサイクロトロンの規模を超えるサイズを持つこともあります、医療サイドからはその小型化が強く望まれている。

【0011】以上より、今後の荷電粒子加速器開発における課題は、荷電粒子エネルギーを向上させつつダウンサイジングを実現することであることが理解できる。

【0012】しかし、シンクロトロンなどの円形荷電粒子加速器により現状以上の陽子・重イオンエネルギーを実現するためには、加速器を構成する電磁石による磁場を大幅に高める必要がある。鉄芯型の電磁石においては、磁場強度が1.5Tを超えると、鉄の飽和が顕著に表れることから、安定した荷電粒子ビームを得ることは困難であった。

【0013】また、飽和の問題を解決するために、鉄芯型磁石を使用せず、コイルにより磁場を発生することも検討されてきたが、大電流かつ高圧の電源が必要とさ

れ、磁場強度や必要な磁場分布の生成について技術的な困難が伴う。また、運転時に巨大な雑音を放射したり、パルス電圧（電流）が必要であるため電源設備が大掛かりになることなど、問題も少なくない。

【0014】さらに、超伝導技術の適用により、数テスラの磁場を発生するコイルを生成することが可能となるが、この場合には、クライオスタッフ、冷却装置などの大型の付加設備が必要とされることから、装置設備が大掛かりなものとなる。

【0015】この出願の発明は、以上の通りの事情に鑑みてなされたものであり、大きな電力や付加設備を必要とせず、装置全体が既存の医療機関等の建造物に設置可能である程度に小型かつ軽量である円形荷電粒子加速器を提供することを課題としている。

【0016】

【課題を解決するための手段】この出願の発明は、上記の課題を解決するものとして、第1には、円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、任意の形状の断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数種類かつ複数個組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石を提供する。

【0017】また、この出願の発明は、第2には、円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、複数種類の多角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数個組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石を、第3には、円形荷電粒子加速器の主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ）として用いられる荷電粒子加速器用磁石において、台形または扇形断面を持つ棒状の希土類永久磁石を複数種類かつ複数個用い、これらの希土類永久磁石を荷電粒子輸送ダクトに垂直の径方向に多層構造を構成するように組み合わせて形成されることを特徴とする荷電粒子加速器用磁石を提供する。この出願の発明は、第4には、希土類永久磁石が残留磁束密度の大きいサマリウム系またはネオジウム系等の希土類永久磁石であることを特徴とする荷電粒子加速用磁石を提供する。

【0018】また、この出願の発明は、第5には、上記いずれかの発明として提供される荷電粒子加速器用磁石のいずれかを備えることを特徴とする円形荷電粒子加速器を提供し、さらに、この出願の発明は、第6には、荷電粒子輸送ダクトの主軸方向に螺旋状に旋回するよう形成された前記いずれかの発明として提供される荷電粒子加速器用磁石のいずれかを備えることを特徴とするFFAGシンクロトロンを提供する。

【0019】そして、この出願の発明は、第7には、上記の円形荷電粒子加速器またはFFAGシンクロトロンを備えることを特徴とする医療用粒子線照射装置を提供

し、第8には、粒子線照射対象である患者の周囲を医療用粒子線照射装置全体が回転するための回転機構を備えていることを特徴とする医療用粒子線照射装置を提供する。

【0020】

【発明の実施の形態】この出願の発明は上記のとおりの特徴をもつものであるが、以下にその実施の形態について説明する。

【0021】この出願の発明の円形荷電粒子加速器においては、円形荷電粒子加速器を構成する荷電粒子加速器用磁石（主磁石（偏向磁石、集束・発散用磁石またはその組み合わせ））の材料として、サマリウム系またはネオジウム系等の希土類永久磁石が用いられる。希土類永久磁石としては、残留磁束密度の強いものが好ましい。

【0022】また、保持力（ H_c ）についても強いものが望ましい。残留磁束密度と保持力の特性は、この発明の荷電粒子加速器用磁石の構成断面の位置によっていずれか主たるものとなるか定められることになる。

【0023】一般に市販されている希土類永久磁石は、寸法が小さいことから、そのまま用いても、高エネルギーの荷電粒子を通過させる領域を確保するのに十分な磁場を得ることが不可能である。希土類永久磁石の寸法を大きくすることで、この問題は解決されるが、実際にには、希土類永久磁石作製のための磁化装置および励磁電源が巨大となることから、コストおよび技術の両面において実用化は難しいと考えられる。

【0024】そこで、この出願の発明の円形荷電粒子加速器においては、まず、希土類永久磁石を、任意の形状を持つ棒状に加工する。希土類永久磁石は、形状および大きさについて複数種類および複数個用意される。次いで、これらを組み合わせて形成することで、荷電粒子加速器用磁石として利用するのに十分な寸法を確保する。

【0025】希土類永久磁石の多角形断面が持つ形状としては、加工や磁化方向を簡略化できることから多角形が好ましい。例えば、図1に示すように、六角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石（11）と四角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石（12）とを複数個組み合わせることで、図2に示すようなドーナツ型の断面を持つ荷電粒子加速器用磁石が構成される。荷電粒子加速器用磁石が生成する磁場の分布の調整は、希土類永久磁石の磁化方向を組み合わせることで可能である。磁化の方向は、例えば前述の六角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石を用いた場合には、1辺の回転により60度づつ調整することが可能である。角数を増やすことで、磁化方向の微妙な調整が可能となり磁場を高強度にすること可能となるが、一方で、1辺の長さが短くなることから、磁化の方向の設定精度は低くなると考えられる。

【0026】この出願の発明においては、図2に示したようなドーナツ型の断面を持つ荷電粒子加速器用磁石を実現するために、図3に示すような六角形の断面を持

つ棒状の希土類永久磁石と四角形の断面を持つ棒状の希土類永久磁石とが最密に接するようにハニカム型に設計された高強度材料による構造体を、希土類永久磁石の固定具として用いることができる。この希土類永久磁石の固定具として用いられる複数の格子からなる構造体を、以下ではハニカムカラーと呼ぶ。

【0027】また、希土類永久磁石の多角形断面が持つ形状としては、扇形または台形であってもよい。扇形または台形の希土類永久磁石は、荷電粒子輸送ダクトに直角な径方向に多層構造を構成するように組み合わされ、荷電粒子加速器用磁石を形成することになる。この場合、希土類永久磁石の磁化方向を何種類か用意する必要があるが、形状は1種類でよく、また、占積率が高いという利点を持つ。

【0028】もちろん、この発明の円形荷電粒子加速器用の磁石は、図1、図2並びに図3の例示によって限定されるものではない。前記ハニカム型の構造の他に、各種の形状、構造であってもよい。

【0029】この出願の発明の円形荷電粒子加速器においては、以上の荷電粒子加速器用磁石を備えることから、荷電粒子輸送ダクトに生成される磁場は直流となる。そこで、この出願の発明の円形荷電粒子加速器として、FFAGシンクロトロンが最適であると考えられる。荷電粒子輸送ダクトに生成される磁場が直流であることから、永久磁石を用いることが可能となり、通常のシンクロトロンで用いられる交流磁場よりも、高強度の磁場の生成が可能となる。同様の理由でこの出願の高磁場永久磁石は各種のサイクロトロンにも適している。FFAGシンクロトロンに用いられる主磁石には荷電粒子の進行方向に正負の極率を交互に備え付けるラジアル型と、荷電粒子の進行方向に螺旋状の形状をもたせるスパイラル型の2種類がある。シンクロトロンの小型化を考慮すると、スパイラル型が好ましい。FFAGシンクロトロンにおいては、荷電粒子輸送ダクトに生成される磁場が直流であることから、荷電粒子の加速とともに平行軌道半径が大きくなっている、これに伴い加速周波数が変化する。この軌道の変化に対応するために、FFAGシンクロトロンに用いられる荷電粒子輸送ダクトは横広の構造を持つ。この出願の発明である荷電粒子加速器用磁石を用いることで、このような構造に対しても、対応することができる。この出願の発明においては、FFAGシンクロトロンで用いられる主磁石は、たとえば、端部が螺旋形状をもつように、荷電粒子輸送ダクトの主軸方向に螺旋状に旋回するよう希土類永久磁石を固定することで構成される。固定にハニカムカラーを使う場合には、ハニカムカラーを構成する複数の格子からなる構造体が、荷電粒子輸送ダクトの主軸方向に螺旋状に旋回するように設定される。また、複数種類の長さの希土類永久磁石を用意しておき、螺旋の内側から外側方向にいくにつれて希土類永久磁石の長さが長くなるように希土類

永久磁石を組み合わせることで、主磁石を形成する。

【0030】この出願の発明の荷電粒子加速器用磁石により、従来技術と比較して高強度な磁場を荷電粒子に印可することが可能となり、また、荷電粒子加速器の小型化および軽量化が実現する。したがって、この出願の発明の荷電粒子加速器用磁石を備えるFFAGシンクロトロンを組み込むことで、たとえば、従来技術では実現不可能であった小型軽量型医療用粒子線照射装置が実現する。この出願の発明の医療用粒子線照射装置は、小型かつ軽量であることから、既存の病院などの医療施設への導入が容易であるという利点を持つばかりか、図4に示すような回転機構を備えることで、医療用粒子線照射装置(41)全体が粒子線照射対象である患者(42)の周囲を回転し、ビーム照射口(43)を患者に対して任意の方向に向けることが可能となる。したがって、出力される粒子線ビームを任意の方向から患部に照射することが可能となる。

【0031】この出願の発明は、以上の特徴を持つものであるが、以下に実施例を示し、さらに具体的に説明する。

【0032】

【実施例】実施例1

この出願の発明の医療用粒子線照射装置について、重イオン照射に関する実施例を示す。

【0033】図5は、医療用粒子線照射装置に備えられるFFAGシンクロトロンの構成例を示した概要図である。小型サイクロトロン(51)から収束・発散四極電磁石系(52)を通じて重イオンを入射セプタム(53)へ入射する。収束・発散四極電磁石系(52)と入射セプタム(53)との間にはフォイル(54)が設置されており、重イオンは完全電離状態に置かれる。重イオン輸送ダクト(55)には、キッカー(56)、RF空洞(57)、取り出しセプタム(58)、および、主磁石(59)が設置される。この構成の小型サイクロトロン(51)はさらに小型のFFAGシンクロトロンでもよいが、いずれにしても本出願の高磁場永久磁石を用いることが望ましい。このFFAGシンクロトロンにおいて主磁石が生成する磁場について、コンピュータシミュレーションにより算出した。図6中の矢印は磁化の方向を示したものである。図6に示したように、主磁石における右部の弧の半径 r_1 を500mm、左部の弧の半径 r_2 を200mmと設定した。また、荷電粒子輸送用ダクトが入る空隙については、断面横方向の長さ h を600mm、縦方向の長さ v を50mmと設定した。図7は、主磁石が生成する磁場の分布を濃淡として示した等高線図である。この主磁石においては、最も磁場の強い部分において磁束密度が約2.9Tであった。

【0034】なお、一部に鉄を使用してさらに磁場強度を上げることが可能である。

【0035】このFFAGシンクロトロンにビーム引き

出しライン、ワブラー磁石、コリメーター、シャッター、レンジシフター、X線管などの照射ポート機器を加え、一体として共通架台に固定することで、医療用粒子線照射装置が構成される。

【0036】本実施例の医療用粒子線照射装置により医療用として必要な仕様のイオンビームエネルギーである3.50MeV/uの炭素イオンを照射するためには、FFAGシンクロトロンの直径は6m程度必要であると試算される。放射線医学総合研究所のHIMAC(Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba)シンクロトロンは、最大800MeV/uの重イオン照射が可能であるが、直径は4.2m強である。イオンビームエネルギーが異なるものの、単純にスケールだけを検討すれば、約1/7の小型化が実現する。

【0037】また、本実施例の医療用粒子線照射装置についての全構成の総重量を試算すると、およそ100トンとなると考えられる。その内、永久磁石部分は50トン程度である。従来の回転ガントリーの重量が、加速器部分を除いても150トン前後であることを考えれば、シンクロトロンをも含む本実施例の医療用粒子線照射装置全構成を回転機構により、患者の周囲を回転させることは十分に可能であると考えられる。

【実施例】実施例2

この出願の発明の荷電粒子加速器用磁石は上記のようにFFAGシンクロトロンのみならず、あらゆる円形荷電粒子加速器に用いることが可能であり、例えば、貯蔵リングに用いてもよい。貯蔵リング用磁石を設計し、この貯蔵リング用磁石が生成する磁場について、コンピュータシミュレーションにより算出した。図8中の矢印は磁化の方向を示したものである。図8に示したように、貯蔵リング用磁石における左右の半円の半径 r を500mmと設定し、また、荷電粒子輸送用ダクトが入る空隙については、断面横方向の長さ h を600mm、縦方向の長さ v を50mmと設定した。図9は、主磁石が生成する磁場の分布を濃淡として示した等高線図である。この主磁石においては、最も磁場の強い部分において磁束密度が約2.9Tであった。いずれの場合も磁場強度は部分的に鉄を追加することによって効率よくあげることが可能である。

【0038】

【発明の効果】以上、詳しく述べた通り、この出願の発明により、大きな電力や付加設備を必要とせず、装置全体が既存の医療機関等の建造物に設置可能である程度に小型かつ軽量である円形荷電粒子加速器が提供される。

【0039】この出願の発明により提供される医療用粒子線照射装置は、癌などの難病治療に極めて有効であると考えられる。特に、小型かつ軽量であることから、患部へのビーム照射を任意の方向から行うための機構への組み込みが現実的なものとなった。また、永久磁石を用

いることから、低コストな導入が可能であるばかりか、外部に電源や冷却機構を必要としないため運用の低コスト化にも貢献する。

【〇〇四〇】この出願の発明により最先端の放射線治療がより多くの医療機関に普及すると考えられることから、その実用化が強く期待される。

【図面の簡単な説明】

【図1】この出願の発明である荷電粒子加速器用磁石の構成を示した概要図である。

【図2】この出願の発明である荷電粒子加速器用磁石の構成を示した概要図である。

【図3】この出願の発明である荷電粒子加速器用磁石の構成する希土類永久磁石を固定するためのハニカムカラーレーの構造を示した概要図である。

【図4】この出願の発明である医療用粒子線照射装置の構成を示した概要図である。

【図5】この出願の発明であるFFAGシンクロトロンの構成を示した概要図である

【図6】この出願の発明の実施例において設計されたF-FAGシンクロトロンの主磁石の寸法および磁化方向を示す概要図である。

【図7】この出願の発明の実施例におけるシミュレーション結果であるFFAGシンクロトロンの主磁石が生成

する磁場分布を示した等高線図である。

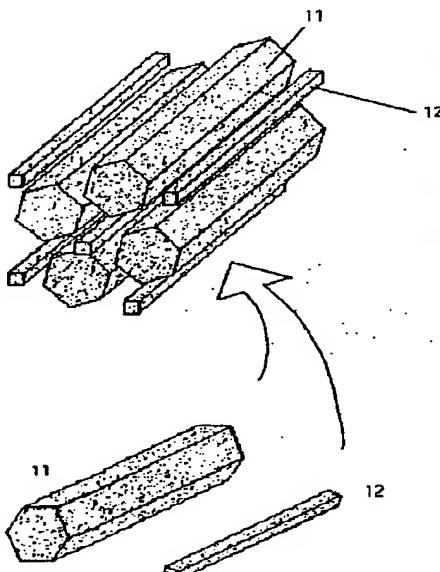
【図8】この出願の発明の実施例において設計された貯蔵リング用磁石の寸法および磁化方向を示す概要図である。

【図9】この出願の発明の実施例におけるシミュレーション結果である貯蔵リング用磁石が生成する磁場分布を示した等高線図である。

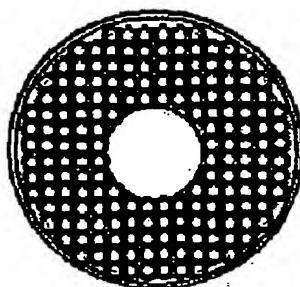
【符号の説明】

- 1 1 六角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石
- 1 2 四角形断面を持つ棒状の希土類永久磁石
- 4 1 医療用粒子線照射装置
- 4 2 患者
- 4 3 ビーム照射口
- 5 1 小型サイクロトロンあるいは小型FFAGシンクロトロン入射器
- 5 2 収束・発散四極電磁石系
- 5 3 入射セプタム
- 5 4 フオイル
- 5 5 重イオン輸送ダクト
- 5 6 キッカー
- 5 7 RF空洞
- 5 8 取り出しセプタム
- 5 9 主磁石

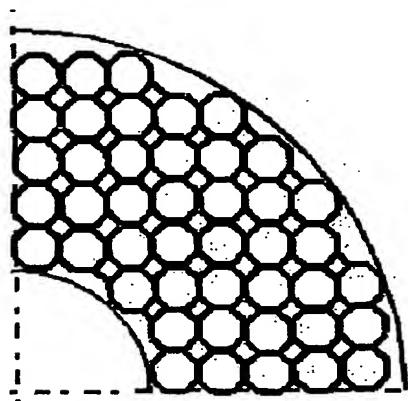
【図1】



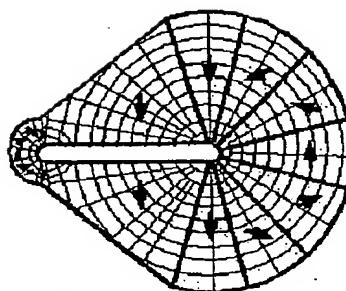
【図2】



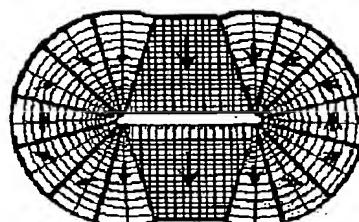
【図3】



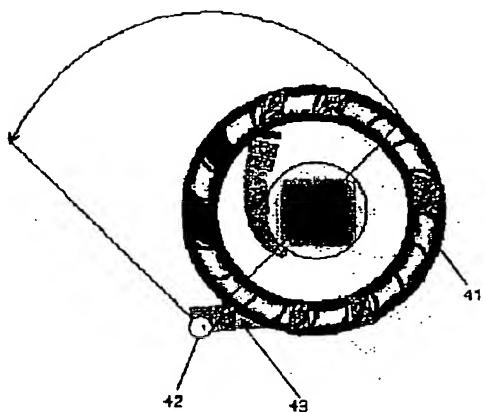
〔図6〕



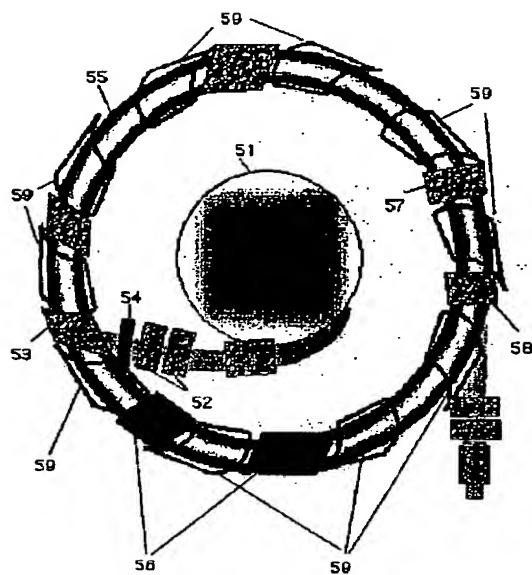
(図 8)



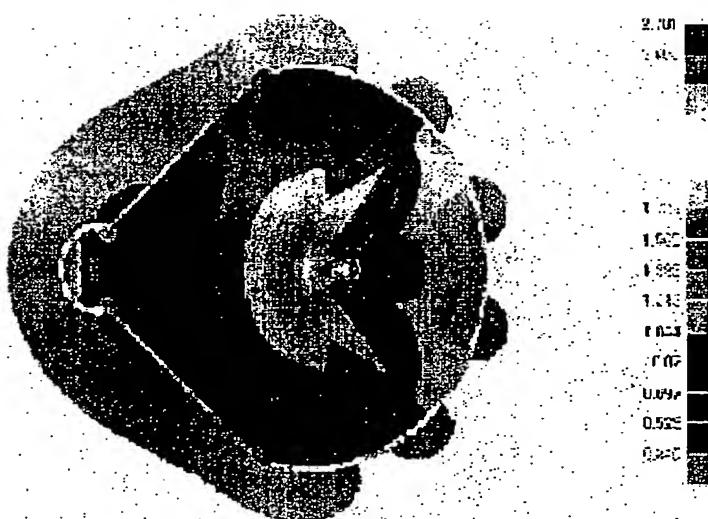
【図4】



【図5】

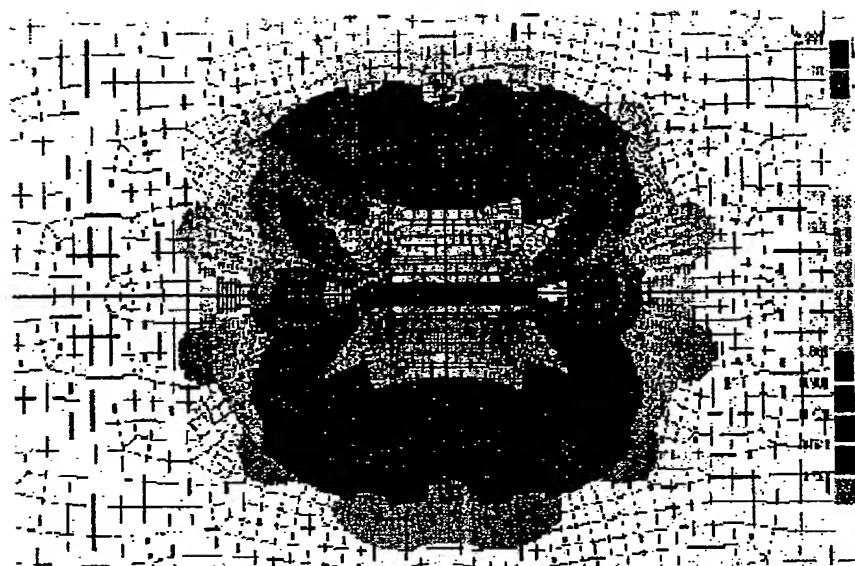


【図7】



BEST AVAILABLE COPY

【図9】



BEST AVAILABLE COPY